

**Determination of the instantaneous orientation of the eye, as required for numerous medical purposes and treatment of optical diseases, using an optical system that enables the rapid and precise determination of eye orientation**

**Publication number:** DE10127826

**Publication date:** 2002-12-19

**Inventor:**

**Applicant:** PHYSOPTICS OPTO ELECTRONIC GMB (DE)

**Classification:**

**- International:** A61B3/113; G02B27/01; G06F3/00; A61B3/12;  
A61B3/113; G02B27/01; G06F3/00; A61B3/12; (IPC1-7): G02B27/01; H04N1/04

**- European:** G06F3/01B4; A61B3/113; G02B27/01C

**Application number:** DE20011027826 20010608

**Priority number(s):** DE20011027826 20010608

**[Report a data error here](#)**

**Abstract of DE10127826**

Method and device in which a starting or final point of a light beam reflected by a part of the eye and detected by a detector system, or of a light beam projected by a projection system onto or into the eye, two-dimensionally describes a pattern of a scanning movement in the eye. The inventive method uses a displacement device that guides the center of the pattern of movement into the pupil or macula center of the eye, and a determination device that uses the pattern of movement of the scanning movement to determine the pupil center or macula center.

---

Data supplied from the [esp@cenet](mailto:esp@cenet) database - Worldwide



⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑯ Offenlegungsschrift  
⑯ DE 101 27 826 A 1

⑯ Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**G 02 B 27/01**  
H 04 N 1/04

⑯ Aktenzeichen: 101 27 826.8  
⑯ Anmeldetag: 8. 6. 2001  
⑯ Offenlegungstag: 19. 12. 2002

⑯ Anmelder:  
PHYSOPTICS Opto-Electronic GmbH, 82319  
Starnberg, DE

⑯ Erfinder:  
Erfinder wird später genannt werden

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

⑯ Projektionssystem und Projektionsverfahren

⑯ Die vorliegende Erfindung betrifft ein Projektionssystem und ein Projektionsverfahren, insbesondere zur Verwendung in oder in Verbindung mit einem optischen System, das durch die Projektion eines vorzugsweise lenkbaren Lichtstrahls in das Auge ein wahrnehmbares oder unsichtbares Bild oder einen Bildpunkt auf der Netzhaut erzeugt. Primäres Ziel der Erfindung liegt darin, die Auflösung eines so projizierten Bildes zu erhöhen.  
Zur Lösung dieser Aufgabe sieht die Erfindung die Erzeugung eines Lichtstrahls vor, der so mit geringer Divergenz, geringer Konvergenz oder kohärent in das Auge projizierbar ist, daß der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen im Vergleich zum Pupillendurchmesser unwesentlichen Durchmesser hat.

DE 101 27 826 A 1

DE 101 27 826 A 1

## Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Projektionssystem und ein Projektionsverfahren, insbesondere zur Verwendung in oder in Verbindung mit einem optischen System, das durch die Projektion eines vorzugsweise lenkbaren Lichtstrahls in das Auge ein wahrnehmbares oder unsichtbares Bild oder Bildpunkt auf der Netzhaut erzeugt.

[0002] Optische Systeme dieser Art sind beispielsweise aus der DE 196 31 414 A1 bzw. der WO 98/05992 A2 und DE 197 28 890 bekannt. Dabei wird ein als Brillensystem ausgebildetes System dazu herangezogen, ein auf der Netzhaut des Auges abgebildetes Bild der Außenwelt mittels eines Scansystems nach dem "flying spot"-Verfahren abzutasten und nach erfolgter Signalaufbereitung durch eine elektronische Bildverarbeitung ein modifiziertes oder ergänztes Laserbild auf die Netzhaut punktgenau, d. h. positionsgenau und damit synchron mit dem wahrgenommenen Bild zu projizieren. Das Abtasten ebenso wie die Projektion kann gleichzeitig die Strahlung aller Grundfarben ROT, GRÜN und BLAU verwenden. Gemäß einem weiteren Vorschlag der Erfinder, der Gegenstand der internationalen Patentanmeldung PCT/EP 00/09842 ist, deren Inhalt und Offenbarung ausdrücklich in die vorliegende Anmeldung einbezogen werden soll, ist das System hinsichtlich der Signalverarbeitung optimiert worden, indem der Projektionsvorgang bei laufendem Abtastvorgang ausgeführt wird.

[0003] Allen einschlägigen und bislang vom Erfinder mitentwickelten optischen Systemen ist gemeinsam, daß der optische Strahlengang beim Abtasten und/oder bei der Projektion zyklisch mit verhältnismäßig großer Frequenz von beispielsweise 100 Hz ein vorbestimmtes Bewegungsmuster, beispielsweise in Form eines Kreis-, Ellipsen- oder Spiralscans durchläuft. Die große Frequenz ist erforderlich, damit für das Auge – wie beim Betrachten eines Films oder eines Fernsehbildes – ein "kontinuierlicher" und vor allem ein flackerfreier Bildablauf entsteht, wenn die Bildfrequenz über 48 Hz liegt. Die Steuerung des Bewegungsmusters, das für Abtastung und Projektion unterschiedlich sein kann, erfolgt durch ein in das Brillensystem integriertes Bewegungssteuersystem entsprechende, um unterschiedliche Achsen schwenkbar gelagerte Strahlenlenkspiegel.

[0004] In drei weiteren älteren Anmeldungen PCT/EP 00/09840, PCT/EP 00/09841 und PCT/EP 00/09843, deren Inhalt in die vorliegende Offenbarung ausdrücklich einbezogen werden soll, sind Modifikationen des optischen Systems sowie vorteilhafte Anwendungsbereiche offenbart, denen allen gemeinsam ist, daß das optische System zum Bestandteil eines Informationssystems wird, das sich bei guter Implementierbarkeit durch eine verbesserte Informationsdarbietung auszeichnet.

[0005] In einer weiteren Anmeldung des Anmelders wurden ein Verfahren zur Anpassung eines optischen Systems, insbesondere eines Systems zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, an die Blickrichtung des Auges sowie ein zugehöriges System, d. h. ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen System und dem optischen System des Auges beschrieben.

[0006] In der von Michael Tidwell während seines Studiums an der University of Washington geschriebenen Master's Thesis (Diplomarbeit) ist auch ein retinales Display beschrieben, das einige der o. g. Systeme ähnelt.

[0007] Gemäß Tidwell bestimmt die Gleichung

die höchstmögliche retinale Auflösung eines koherent in das Auge projizierten Strahls. Nach seinen Berechnungen ergibt diese Gleichung eine höchstmögliche Auflösung von ca. 1 Bogenseminute.

- 5 [0008] Ziel der vorliegenden Erfindung liegt darin, diese theoretisch aufgestellte "Auflösungsgrenze" zu durchbrechen. Ein weiteres Ziel der Erfindung liegt darin, eine Auflösung in einem optischen System oder Verfahren gemäß einem der o. g. Patentanmeldungen zu erzielen, die diese 10 theoretisch aufgestellte "Auflösungsgrenze" durchbricht.
- [0009] Erfindungsgemäß wird dieses Problem durch das Projektionssystem gemäß Anspruch 1 sowie das Projektionsverfahren gemäß Anspruch 9 gelöst. Bevorzugte Ausführungsbeispiele sind in den Unteransprüchen beschrieben.
- 15 [0010] Um diese Anmeldung nicht unnötig aufzublähen, wird auf ein Hineinkopieren des Gesamttexts der obenge nannten Anmeldungen verzichtet. Auf ihren Gesamtinhalt sei jedoch zum besseren Verständnis dieser Erfindung hiermit explizit Bezug genommen. Diese Anmeldungen lassen sich 20 wie folgt zusammenfassen.

## Erstens

1. Informationssystem mit
  - einer Signalerfassungsvorrichtung, die von einem eine Netzhaut aufweisenden Auge zurückreflektierte Signale erfaßt;
  - eine Gesichtsfelderfassungsvorrichtung, die sichtbares Licht aus einem der Netzhaut zugeordneten Gesichtsfeld erfaßt, ohne ein Netzhautreflexbild der Netzhaut zu erfassen;
  - eine Informationsvorrichtung; und
  - einer Ausgabevorrichtung, die Informationen in Zusammenarbeit mit der Informationsvorrichtung, in Abhängigkeit vom erfaßten Licht und in Korrelation mit den erfaßten Signalen zur Verfügung stellt.
2. Informationssystem nach Punkt 1, wobei
  - die Informationsvorrichtung eine Auswertevorrichtung umfaßt, die Bildinformationen bezüglich des Gesichtsfeldes aus dem erfaßten Licht gewinnt; und
  - die Ausgabevorrichtung eine Projektionsvorrichtung umfaßt, die die Bildinformation auf die Netzhaut derart in Korrelation mit den erfaßten Signalen projiziert, daß ein natürlich wahrgenommenes Gesichtsfeld und die projizierten Bildinformationen von der Netzhaut als einheitliches Bild wahrgenommen werden.
3. Informationssystem nach einem der vorhergehenden Punkte, wobei die besagte Abhängigkeit eine zeitliche oder räumliche Korrelation zwischen dem Zurverfügungstellen der Informationen und dem erfaßten Licht umfaßt.
4. Informationssystem nach einem der vorhergehenden Punkte, wobei die besagte Abhängigkeit eine mindestens einen Informationsschlüssel liefernde Musterkennung umfaßt, und die Informationsschlüssel einer durch die Informationsvorrichtung gestützten Informationsabfrage dienen.
5. Informationssystem nach einem der vorhergehenden Punkte, wobei die Signalerfassungsvorrichtung eine scannende Vorrichtung umfaßt, die in einem ersten Scanvorgang eine mindestens partielle Erfassung des Netzhautreflexbildes aufnimmt und in einem späteren Scanvorgang eine weniger umfangreiche Erfassung des Netzhautreflexbildes vornimmt.
6. Informationssystem nach einem der Punkte 1–4,

- wobei die Signalerfassungsvorrichtung das Netzhautreflexbild nur teilweise oder gar nicht erfaßt.
7. Informationssystem nach einem der vorhergehenden Punkte, wobei die Gesichtsfelderfassungsvorrichtung eine sphärisch oder sphärisch wirkende Reflexionsschicht aufweist, die ein Teil des auf das Auge gerichteten Lichts in eine Sensorvorrichtung zur Erfassung ablenkt. 5
8. Informationssystem nach einem der vorhergehenden Punkte, wobei die Gesichtsfelderfassungsvorrichtung und/oder die Signalerfassungsvorrichtung das Hornhautreflexbild des Auges mindestens teilweise erfaßt. 10
9. Informationssystem nach einem der vorhergehenden Punkte, wobei die Signalerfassungsvorrichtung und die Gesichtsfelderfassungsvorrichtung als tragbare Einheit ausgeführt sind. 15
10. Informationssystem nach einem der vorhergehenden Punkte, wobei die Ausgabevorrichtung die Informationen taktil, visuell, hörbar, riechbar und/oder geschmacklich zur Verfügung stellt. 20
11. Informationssystem nach einem der vorhergehenden Punkte, wobei die Informationsvorrichtung eine Datenbank, eine Sensorik, eine Informationsnetzanbindung und/oder eine Auswertevorrichtung. 25
12. Informationssystem nach einem der vorhergehenden Punkte, wobei das Informationssystem in tragbarer Form ausgeführt wird. 25
13. Verfahren zum Zurverfügungstellen von Informationen mit den Schritten: 30
- Erfassung von Signalen, die von einem eine Netzhaut aufweisenden Auge zurückreflektiert worden sind;
  - Erfassung von sichtbarem Licht aus einem der Netzhaut zugeordneten Gesichtsfeld, ohne ein Netzhautreflexbild der Netzhaut zu erfassen; und 35
  - Zurverfügungstellen der Informationen in Zusammenarbeit mit einer Informationsvorrichtung, in Abhängigkeit vom erfaßten Licht und in Korrelation mit den erfaßten Signalen. 40
14. Verfahren nach Punkt 13, mit den Schritten:
- Gewinnung von Bildinformationen bezüglich des Gesichtsfeldes aus dem erfaßten Licht; und
  - Projektion der Bildinformation auf die Netzhaut derart in Korrelation mit den erfaßten Signalen, daß das natürlich wahrgenommene Gesichtsfeld und die projizierten Bildinformationen von der Netzhaut als einheitliches Bild wahrgenommen werden. 45
15. Verfahren nach Punkt 13 oder 14, wobei die besagte Abhängigkeit eine zeitliche oder räumliche Korrelation zwischen dem Zurverfügungstellen der Informationen und dem erfaßten Licht umfaßt. 50
16. Verfahren nach einem der Punkte 13–15, wobei die besagte Abhängigkeit eine mindestens einen Informationsschlüssel liefernde Mustererkennung umfaßt, und die Informationsschlüssel einer durch die Informationsvorrichtung gestützten Informationsabfrage dienen. 55
17. Verfahren nach einem der Punkte 13–16, wobei die Signalerfassung Scanvorgänge umfaßt, wobei in einem ersten Scanvorgang eine mindestens partielle Erfassung des Netzhautreflexbildes erfolgt und in einem späteren Scanvorgang eine weniger umfangreiche Erfassung des Netzhautreflexbildes vorgenommen wird. 60
18. Verfahren nach einem der Punkte 13–16, wobei die Signalerfassung das Netzhautreflexbild nur teilweise oder gar nicht erfaßt. 65
19. Verfahren nach einem der Punkte 13–18, wobei die

- Erfassung von sichtbarem Licht über eine sphärisch oder sphärisch wirkende Reflexionsschicht erfolgt, die ein Teil des auf das Auge gerichteten Lichts in eine Sensorvorrichtung zur Erfassung ablenkt.
20. Verfahren nach einem der Punkte 13–19, wobei die Erfassung von sichtbarem Licht und/oder die Signalerfassung eine mindestens partielle Erfassung des Hornhautreflexbildes des Auges umfaßt.
21. Verfahren nach einem der Punkte 13–20, wobei das Zurverfügungstellen der Informationen taktil, visuell, hörbar, riechbar und/oder geschmacklich zur Verfügung stellt.
22. Verfahren nach einem der Punkte 13–21, wobei die Informationsvorrichtung eine Datenbank, eine Sensorik, eine Informationsnetzanbindung und/oder eine Auswertevorrichtung ist.
23. Verfahren zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines vorzugsweise seriell arbeitenden, ein auf die Netzhaut einfällendes Bild aufnehmenden Scansystems und eines Informations-Projektionssystems, wobei der Abtast- und Projektionsstrahl ein vorbestimmtes Bewegungsmuster aufweist und wobei die Information vorzugsweise von den Signalen des Scansystems abhängt, dadurch gekennzeichnet, daß der Projektionsvorgang bei laufendem Abtastvorgang erfolgt;
24. Verfahren nach Punkt 23, bei dem nach einem partiellen Abtasten des Bildes ein partieller Projektionsvorgang abläuft.
25. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach Punkt 23 oder 24, mit einem vorzugsweise seriell arbeitenden Scansystems, mit dem ein auf die Netzhaut einfällendes Bild aufnehmbar ist, und mit einem Informations-Projektionssystem, wobei der Abtast- und Projektionsstrahl mittels einer Steuereinrichtung entsprechend einem vorbestimmten Bewegungsmuster steuerbar ist, gekennzeichnet durch eine Einrichtung, die den Projektionsvorgang bei laufendem Abrastvorgang erlaubt.
26. Vorrichtung zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines seriell arbeitenden Scan- und Projektionssystems mit vorbestimmtem Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls, bei der der Strahl (846) des projizierten Lichts dem Strahl (843) des aufgenommenen Lichts nachelt.
27. Vorrichtung nach Punkt 26, bei der der minimale zeitliche Versatz zwischen Aufnahme und Projektion eines Bildpunkts im wesentlichen der Verarbeitungszeit des zuvor aufgenommenen Bildsignals entspricht.
28. Vorrichtung nach Punkt 26 oder 27, bei der das Scan- und das Projektionssystem einen gemeinsamen oder unterschiedlichen Strahlengang haben.
29. Vorrichtung nach Punkt 26 zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines seriell arbeitenden Scan- und Projektionssystems mit vorbestimmtem Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls, dadurch gekennzeichnet, daß die Bewegungsmuster (1502a, 1502b) des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander versetzt sind.
30. Vorrichtung nach Punkt 29, bei der die Bewegungsmuster des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander um einen vorbestimmten kleinen Winkel versetzt sind.
31. Vorrichtung nach Punkt 29, bei der die Bewegungsmuster des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander um einen vorbestimmten kleinen Abstand

- (11VA) radial versetzt sind.
32. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Punkte, bei der das Scan- und das Abtastsystem getrennte Strahlengänge haben. 5
33. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Punkte, bei der das Scansystem das auf die Netzhaut einfallende Bild an einer der Netzhaut vorgesetzten Stelle (929) des optischen Systems abtastet.
34. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Punkte, bei der das Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls einer Spirale entspricht. 10
35. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Punkte, bei der das Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls einem Kreis- oder Ellipsenscan entspricht. 15
36. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Punkte, unter Verwendung einer konstanten Abtastgeschwindigkeit, oder einer konstanten Winkelgeschwindigkeit des Abtast- und Projektionsstrahls, oder einer an die Dichte der Rezeptoren im menschlichen Auge angepassten Geschwindigkeit, so dass die pro Zeiteinheit von den Projektionsstrahlen überstrichenen Rezeptoren im wesentlichen konstant ist. 20
37. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte zur Analyse des Sehvermögens eines Patienten, indem mittels der Projektionseinheit auf der Netzhaut bzw. auf ausgewählten Bereichen der Netzhaut ein vorbestimmtes Muster bzw. eine vorbestimmte Musterverteilung generiert wird. 25
38. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte zur Analyse der Bewegungsmuster und/oder der Rauschfelder und/oder des räumlichen Sehvermögens eines Auges eines Patienten, indem für Prüfzwecke mittels der Projektionseinheit auf der Netzhaut Random-Dot-Muster generiert werden. 35
39. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte zur Bestimmung von Anomalien der Augapfel-Motorik, indem in das System eine Einrichtung zur Bestimmung und Überwachung der Lage und/oder Orientierung des Augapfels integriert ist. 40
40. Verwendung und/oder Ausbildung zur Bestimmung des Schielwinkels, indem eine Einrichtung zur Bestimmung und Überwachung des Augenmittelpunkts beider Augen integriert ist. 45
41. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte zur Aufdeckung von parasympathischen/sympathischen Efferenzen, indem die Pupillomotorik mittels einer Detektoreinrichtung überwacht und ausgewertet wird. 50
42. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte als Synoptophor oder Synoptometer ohne Apparatekonvergenz. 55
43. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte als Einrichtung zur Bestimmung der Zylklo deviation. 60
44. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte als Phasendifferenzhaloskop.
45. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte als Einrichtung zur sichtachsenidentischen Detektion von Phorien bei unterschiedlichen Blickrich-

- tungen.
46. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte zur Funktionsprüfung der Netzhaut, unter Heranziehung eines Muster-Elektron-Retinogramms (ERG) und einer Korrelationseinrichtung, mit der ein auf die Netzhaut gespieltes Bild in Korrelation mit dem tatsächlich ermittelten ERG bringbar ist.
47. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte zur Messung der Kontrast-Empfindlichkeit des Sehvermögens eines Patienten vorzugsweise in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz.
48. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte zur Rauschfelddampfmetrie.
49. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte zur Bestimmung der Ausdehnung und der Lage zentraler Gesichtsfelddefekte (Skotome).
50. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte als VEP (Visual Enabling for Precision Surgery)-Gerät.
51. Verwendung und/oder Ausbildung der Systeme und/oder Verfahren nach einem der vorstehenden Punkte als SLO (Scanning Laser Ophthalmoskop)-Gerät.
- Zweitens**
1. Verfahren zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines vorzugsweise seriell arbeitenden, ein auf die Netzhaut einfallendes Bild aufnehmenden Scansystems und eines Informations-Projektionssystems, wobei der Abtast- und Projektionsstrahl ein vorbestimmtes Bewegungsmuster aufweist und wobei die Information vorzugsweise von den Signalen des Scansystems abhängt, dadurch gekennzeichnet, daß der Projektionsvorgang bei laufendem Abtastvorgang erfolgt.
  2. Verfahren nach Punkt 1, dadurch gekennzeichnet, daß nach einem partiellen Abtasten des Bildes ein partieller Projektionsvorgang abläuft.
  3. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach Punkt 1 oder 2, mit einem vorzugsweise seriell arbeitenden Scansystems, mit dem ein auf die Netzhaut einfallendes Bild aufnehmbar ist, und mit einem Informations-Projektionssystem, wobei der Abtast- und Projektionsstrahl mittels einer Steuereinrichtung entsprechend einem vorbestimmten Bewegungsmuster steuerbar ist, gekennzeichnet durch eine Einrichtung, die den Projektionsvorgang bei laufendem Abrastvorgang erlaubt.
  4. Vorrichtung nach Punkt 3 zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines seriell arbeitenden Scan- und Projektionssystems mit vorbestimmtem Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahl (846) des projizierten Lichts dem Strahl (843) des aufgenommenen Lichts nacheilt.
  5. Vorrichtung nach Punkt 4, dadurch gekennzeichnet, daß der minimale zeitliche Versatz zwischen Aufnahme und Projektion eines Bildpunkts im wesentlichen der Verarbeitungszeit des zuvor aufgenommenen Bildsignals entspricht.
  6. Vorrichtung nach Punkt 4 oder 5, dadurch gekenn-

zeichnet, daß das Scan- und das Projektionssystem einen gemeinsamen oder unterschiedlichen Strahlengang haben.

7. Vorrichtung nach Punkt 3 zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines seriell arbeitenden Scan- und Projektionssystems mit vorbestimmtem Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls, dadurch gekennzeichnet, daß die Bewegungsmuster (1502a, 1502b) des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander versetzt sind.

8. Vorrichtung nach Punkt 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Bewegungsmuster des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander um einen vorbestimmten kleinen Winkel versetzt sind.

9. Vorrichtung nach Punkt 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Bewegungsmuster des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander um einen vorbestimmten kleinen Abstand (11VA) radial versetzt sind.

10. Vorrichtung nach einem der Punkte 7 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Scan- und das Abtastsystem getrennte Strahlengänge haben.

11. Vorrichtung nach einem der Punkte 3 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Scansystem ein Bild der Netzhaut, vorzugsweise einen Netzhautreflex abtastet.

12. Vorrichtung nach einem der Punkte 3 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Scansystem das auf die Netzhaut einfallende Bild an einer der Netzhaut vorgesetzten Stelle (929) des optischen Systems abtastet.

13. Vorrichtung nach einem der Punkte 3 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß das Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls einer Spirale entspricht.

14. Vorrichtung nach einem der Punkte 3 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß das Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls einem Kreis- oder Ellipsenscan entspricht.

15. Vorrichtung nach Punkt 13 oder 14, gekennzeichnet durch eine konstante Abtastgeschwindigkeit.

16. Vorrichtung nach Punkt 13 oder 14, gekennzeichnet durch eine konstante Winkelgeschwindigkeit des Abtast- und Projektionsstrahls.

17. Vorrichtung nach Punkt 13 oder 14, gekennzeichnet durch eine an die Dichte der Rezeptoren im menschlichen Auge angepasste Geschwindigkeit, so dass die pro Zeiteinheit von den Projektionsstrahlen überstrichenen Rezeptoren im wesentlichen konstant ist.

## Drittens

1. Verfahren zur Anpassung eines optischen Systems, insbesondere eines Systems zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, an die Blickrichtung des Auges, wobei das optische System ein Scansystem zur Abtastung des Auges, insbesondere der Netzhaut, hat und in vorbestimmten Zyklen gemäß einem vorbestimmten Bewegungsmuster abtastet und/oder eine Projektion vornimmt, wobei
- a) das Bewegungsmuster des Scanstrahlengangs in Abstimmung mit den Abtastzyklen, vorzugsweise je nach Bedarf im Takt der Zyklen und gegebenenfalls in modifizierter Form zur Bestimmung der Pupillenmitte und/oder der Makulamitte herangezogen wird; und anschließend
  - b) das optische Zentrum des Bewegungsmusters in die Pupillen-() oder Makulamitte verlegt wird.
2. Verfahren nach Punkt 1, dadurch gekennzeichnet,

daß die Erfassung bzw. Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte auf der Basis eines zweidimensionalen Scanbewegungsmusters erfolgt, indem die beim Abtasten erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten ausgewertet werden.

3. Verfahren nach Punkt 2, dadurch gekennzeichnet, daß das zweidimensionale Scanbewegungsmuster zumindest abschnittsweise mehrfach, insbesondere so lange wiederholt durchfahren wird, bis eindeutige Werte für die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte vorliegen.
4. Verfahren nach Punkt 3, dadurch gekennzeichnet, daß der zweidimensionale Scanvorgang zur Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte abgebrochen wird, wenn sich die bei einem zusammenhängenden, zumindest  $360^{\circ}$  durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt erfassten Grauwerte nicht mehr über einen vorgegebenen Schwellwert hinaus verändert haben.
5. Verfahren nach einem der Punkte 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß dem Bewegungsmuster des Scanstrahls zur Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte ein Startmuster vorgeschaltet wird, das von einem Bezugspunkt ( ) am optischen System ausgeht und durch Auswertung der vom Abtaststrahl erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten zur Grobbestimmung der Pupillenmitte herangezogen wird.
6. Verfahren nach Punkt 5, dadurch gekennzeichnet, daß die bei der Grobbestimmung der Pupillenmitte ermittelten Werte bei der Festlegung des Bewegungsmusters für die anschließende Abtastbewegung zur genauen Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte verwendet werden.
7. Verfahren nach Punkt 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Bewegungsmuster zur Grobbestimmung der Pupillenmitte mindestens drei lineare Bewegungsabschnitte (,,,) umfasst, wobei sich an einen vorzugsweise vom Bezugspunkt ausgehenden ersten Bewegungsabschnitt ( ), der einen Übergang zwischen Iris und Lederhaut des Auges zweimal schneidet ein zweiter Bewegungsabschnitt anschließt, der die Mittelsenkrechte einer ersten Sekante enthält, welche der erste Bewegungsabschnitt bezüglich der Iris bildet, wobei der dritte Bewegungsabschnitt seinerseits auf dem zweiten Bewegungsabschnitt senkrecht steht und entweder durch das Zentrum der während des zweiten Bewegungsabschnitts über die erfassten Grauwerte bestimmten Pupille verläuft oder eine vom zweiten Bewegungsabschnitt bezüglich der Iris gebildete zweite Sekante mittig schneidet.
8. Verfahren nach Punkt 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Punkt, an dem der dritte Bewegungsabschnitt die Iris zum zweiten Mal schneidet als Startpunkt für den Abtastvorgang zur genauen Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte herangezogen wird.
9. Verfahren nach einem der Punkte 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur der Scanstrahl ausgehend von den bei der Bestimmung der Pupillenmitte erhaltenen Koordinaten auf einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auf konzentrischen Kreisen oder Ellipsen so lange nach außen bewegt wird, wobei diese Bewegungen so lange wiederholt werden, bis eindeutige Werte zur Festlegung des Durchmessers und/oder der Mitte der Makula vorliegen.
10. Verfahren nach Punkt 9, dadurch gekennzeichnet, daß der zweidimensionale Scanvorgang zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur abgebrochen wird, wenn die bei einem zusammenhängen-

den, zumindest  $360^\circ$  durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt erfassen Grauwerte mehrfach einen Signalsprung von WEISS auf SCHWARZ und umgekehrt aufwicensen.

11. Verfahren nach einem der Punkte 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bestimmung der räumlichen Position des Auges bezüglich des optischen Systems zusätzlich die Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Systems ermittelt wird, und dass auf der Basis der Abweichungen der ermittelten Lagedaten (Koordinaten; Sequenz von Koordinaten) dieses charakteristischen Bereichs von zuvor gespeicherten Lagedaten (Koordinaten; Sequenz von Koordinaten) das Bewegungsmuster des Abtast- und/oder Projektionsstrahlengangs derart nachjustiert wird, dass die Abweichung zu null wird. 5

12. Verfahren nach Punkt 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Bild zumindest ausgewählter Bereiche der Retina, in einem Zwischenspeicher (map) beispielsweise in Form eines die Koordinaten wiedergebenden Datensatzes abgelegt wird, und dass zur Bestimmung der räumlichen Position des Auges bezüglich des optischen Systems ein Vergleich des abgelegten Datensatzes mit einem Datensatz vorgenommen wird, der bei einem aktuellen Scavorgang beim Überstreichen der Retina gewonnen wird. 20

13. Verfahren nach Punkt 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß als charakteristischer Bereich der Blinde Fleck des Auges herangezogen wird. 25

14. Verfahren nach Punkt 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß als charakteristischer Bereich zumindest ein ausgewählter Abschnitt der Randstruktur der Retina herangezogen wird. 30

15. Verfahren nach Punkte 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß als charakteristischer Bereich zumindest ein Abschnitt der Gefäßstruktur der Retina herangezogen wird. 35

16. Verfahren nach einem der Punkte 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Scanstrahlengang zur Bestimmung der Lage und Ausrichtung des Auges im Infrarotbereich arbeitet. 40

17. Vorrichtung zur Anpassung eines optischen Systems, insbesondere eines Systems zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, an die Blickrichtung des Auges, wobei das optische System ein Scansystem zur Abtastung des Auges, insbesondere der Netzhaut, hat und in vorbestimmten Zyklen entsprechend einem vorbestimmten Bewegungsmuster abtastet und/oder projiziert, gekennzeichnet durch 45

a) eine Einrichtung, mit der das Bewegungsmuster des Scanstrahlengangs je nach Bedarf und im Takt der Zyklen veränderbar ist, um eine Bestimmung der Pupillenmitte und/oder der Makulamitte vorzunehmen; und 55

b) eine Einrichtung zur Nachführung des optischen Zentrums des Bewegungsmusters des Abtast- und/oder Projektionsstrahlengangs in die ermittelte Pupillen-() oder Makulamitte ( ). 60

18. Vorrichtung nach Punkt 17, gekennzeichnet durch eine zweidimensional arbeitende Scaneinrichtung und eine Auswerteeinrichtung (), mit der die vom Abtaststrahl erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten auswertbar sind. 65

19. Vorrichtung nach Punkt 18, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung (), in der die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte bezüglich eines Bezugs-

punkts am optischen System speicherbar sind.

20. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 19, gekennzeichnet durch eine Strahl-Leitanordnung (), mit der der Scan- und/oder Projektionsstrahl entsprechend dem Bewegungsmuster steuerbar ist, und durch eine Justiereinrichtung, mit der eine neutrale Mittelstellung der Strahl-Leitanordnung unter Heranziehung der Veränderung der Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte nachführbar ist.

21. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 20, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung, mit der die Grob-Koordinaten der Pupillenmitte entsprechend einer Grobbestimmung ihrer Lage speicherbar sind.

22. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 21, gekennzeichnet durch eine Strahl-Leitanordnung, mit der der Scanstrahl auf einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auf konzentrischen Kreisen oder Ellipsen bewegbar ist.

23. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 22, gekennzeichnet durch eine Einrichtung zur Bestimmung der Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Systems (), eine Vergleichereinrichtung, mit der die Abweichung der ermittelten Koordinaten dieses charakteristischen Bereichs von einem zuvor gespeicherten Wertepaar bestimmbar ist, und

eine Nachjustiereinrichtung, mit der das Bewegungsmuster des Scan- oder Projektionsstrahls derart nachjustierbar ist, dass die Abweichung zu null wird.

24. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß der Scanstrahl zur Bestimmung der Lage und Ausrichtung des Auges im Infrarotbereich arbeitet.

25. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 24, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem Informations-Projektionssystem zur vorzugsweise kontinuierlichen lagegenauen Überspielung von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina.

26. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 24, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem System, zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallendes Bildes mit der momentanen Blickrichtung.

27. Verfahren zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen einem optischen System, insbesondere einem System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, und dem optischen System des Auges, wobei das optische System ein Scansystem zur Abtastung des Auges, insbesondere der Netzhaut, hat und in vorbestimmten Zyklen gemäß einem vorbestimmten Bewegungsmuster abtastet und/oder projiziert, dadurch gekennzeichnet, daß

a) das Bewegungsmuster des Scanstrahls in Abstimmung mit den Abtastzyklen, vorzugsweise je nach Bedarf und im Takt der Zyklen und gegebenenfalls in modifizierter Form zur Bestimmung der Koordinaten der momentanen Pupillenmitte und/oder der Makulamitte herangezogen wird; und  
b) die Lageveränderung auf der Basis eines Vergleichs der Koordinaten der momentanen Pupillen- und/oder Makulamitte mit den zuletzt gespeicherten Koordinaten bestimmt wird.

28. Verfahren nach Punkt 27, dadurch gekennzeichnet, dass zur Bestimmung der Veränderung der räumlichen

Relativlage des Auges bezüglich des optischen Systems zusätzlich die Veränderung der Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Systems herangezogen wird, indem die momentanen Lagedaten (Koordinaten) dieses charakteristischen Bereichs mit zuvor gespeicherten Daten (Koordinaten) in Beziehung gesetzt werden.

29. Verfahren nach Punkt 27 oder 28, dadurch gekennzeichnet, daß in vorbestimmten Zyklen gespeicherte Daten (Koordinaten) durch die neu gewonnene Daten (Koordinaten) der momentanen Relativlage des optischen Systems des Auges überschrieben werden.

30. Verfahren nach einem der Punkte 27 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass zur Gewinnung der Daten, auf deren Basis die Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen System, insbesondere dem System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, und dem optischen System des Auges, bestimmt wird, die Fahrtensschritte der Punkte 2 bis 16 herangezogen werden.

31. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Punkte 27 bis 30, gekennzeichnet durch

- a) eine Einrichtung, mit der das Bewegungsmuster des Scanstrahls je nach Bedarf und im Takt der Zyklen veränderbar ist, um eine Bestimmung der Pupillenmitte und/oder der Makulamitte vorzunehmen; und
- b) eine Einrichtung zur Ermittlung der Lageveränderung auf der Basis eines Vergleichs der Koordinaten der momentanen Pupillen- und/oder Makulamitte mit den zuletzt gespeicherten Koordinaten ( ).

32. Vorrichtung nach Punkt 31, gekennzeichnet durch eine zweidimensional arbeitende Scaneinrichtung und eine Auswerteeinrichtung ( ), mit der die vom Abtaststrahl erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten auswertbar sind.

33. Vorrichtung nach Punkt 31 oder 32, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung ( ), in der die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte bezüglich eines Bezugspunkts am optischen System speicherbar sind.

34. Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 33, gekennzeichnet durch eine Strahl-Leitanordnung ( ), mit der der Scan- und/oder Projektionsstrahl entsprechend dem Bewegungsmuster steuerbar ist, und durch eine Justiereinrichtung, mit der eine neutrale Mittelstellung der Strahl-Leitanordnung unter Heranziehung der Veränderung der Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte nachführbar ist.

35. Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 34, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung, mit der die Grob-Koordinaten der Pupillenmitte entsprechend einer Grobbestimmung ihrer Lage speicherbar sind.

33. Vorrichtung nach einem der Punkte 28 bis 32, gekennzeichnet durch eine Strahl-Leitanordnung, mit der der Scanstrahl auf einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auf konzentrischen Kreisen oder Ellipsen bewegbar ist.

34. Vorrichtung nach einem der Punkte 28 bis 33, gekennzeichnet durch  
eine Einrichtung zur Bestimmung der Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Systems ( ),  
eine Vergleichereinrichtung, mit der die Abweichung der ermittelten Koordinaten dieses charakteristischen Bereichs von einem zuvor gespeicherten Wertepaar be-

stimmbar ist.

35. Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 34, dadurch gekennzeichnet, daß der Scanstrahl zur Bestimmung der Lage und Ausrichtung des Auges im Infrarottbereich arbeitet.

36. Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 35, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem Informations-Projektionssystem zur vorzugsweise kontinuierlichen lagegenauen Überspielung von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina.

37. Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 35, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem System, zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallendes Bildes mit der momentanen Blickrichtung.

38. Verfahren zur Anpassung eines optischen Scan- und/oder Projektionssystems an die Ausrichtung eines Auges, wobei

- das Zentrum eines in vorbestimmten Zyklen ausgeführten Bewegungsmusters einer Scan- und/oder Projektionsbewegung, das ein Ausgangs- bzw. Endpunkt eines Strahlengangs des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes bzw. des vom Projektionssystem in das Auge projizierten Lichtes quasi zweidimensional im Auge beschreibt, wenn der Strahlengang gemäß der Scan- bzw. Projektionsbewegung zeitlich verändert wird, in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges verlegt wird; nachdem
- das Bewegungsmuster der Scanbewegung in Abstimmung mit den vorbestimmten Zyklen zur Bestimmung der Pupillenmitte bzw. Makulamitte herangezogen worden ist.

39. Verfahren nach Punkt 38, wobei das Informationsgehalt des während der Scanbewegung erfaßten Lichtes dazu herangezogen wird, zeitliche Änderungen der Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges zu ermitteln, um das Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung auf der Basis der ermittelten Änderung der Relativlage der zeitlichen Lageveränderungen des optischen System des Auges nachzuführen.

40. Verfahren nach Punkt 38 oder 39, wobei das optische Scan- und/oder Projektionssystem ein System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation ist.

41. Verfahren nach einem der Punkte 38–40, wobei das Bewegungsmuster der Scanbewegung im Takt der vorbestimmten Zyklen und/oder in modifizierter Form zur Bestimmung der Pupillenmitte bzw. Makulamitte herangezogen wird.

42. Verfahren nach einem der Punkte 38–41, wobei der Informationsgehalt, vorzugsweise als Grauwerte, des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes in zwei Koordinaten ausgewertet wird, um die Pupillen- bzw. Makulamitte zu bestimmen.

43. Verfahren nach einem der Punkte 38–42, wobei das Bewegungsmuster der Scanbewegung zumindest abschnittsweise mehrfach, insbesondere so lange wiederholt durchfahren wird, bis eindeutige Werte für die Koordinaten der Pupillen- bzw. Makulamitte vorliegen.

44. Verfahren nach einem der Punkte 38–43, wobei dem Bewegungsmuster der Scanbewegung zur Bestimmung der Pupillen- bzw. Makulamitte ein Startmuster vorgeschaltet wird, das durch Auswertung des Infor-

mationsgehalts, vorzugsweise der Grauwerte, des vom Scansystem erfaßten Lichtes in zwei Koordinaten zur Grobbestimmung der Koordinaten der Pupillenmitte herangezogen wird.

45. Verfahren nach Punkt 44, wobei das Startmuster von einem Bezugspunkt am optischen Scan- und/oder Projektionssystems ausgeht.

46. Verfahren nach Punkt 44 oder 45, wobei die bei der Grobbestimmung der Pupillenmitte ermittelten Koordinaten bei der Festlegung des Bewegungsmusters einer anschließenden Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillen- oder Makulamitte verwendet werden.

47. Verfahren nach einem der Punkte 44–46, wobei das Startmuster zur Grobbestimmung der Pupillenmitte mindestens drei lineare Bewegungsabschnitte umfaßt, wobei sich an einen vorzugsweise vom Bezugspunkt ausgenden ersten Bewegungsabschnitt, der einen Übergang zwischen Iris und Lederhaut des Auges zweimal schneidet, ein zweiter Bewegungsabschnitt anschließt, der entlang der Mittelsenkrechte einer ersten Sekante verläuft, welche dem ersten Bewegungsabschnitt zwischen den beiden Iris/Lederhaut-Übergängen entspricht, und wobei der dritte Bewegungsabschnitt seinerseits auf dem zweiten Bewegungsabschnitt senkrecht steht und entweder durch das Zentrum der während des zweiten Bewegungsabschnitts über den Informationsgehalt, vorzugsweise über die Grauwerte, des erfaßten Lichtes bestimmten Pupille verläuft oder eine vom zweiten Bewegungsabschnitt bezüglich zweier Iris/Lederhaut-Übergänge gebildete zweite Sekante mittig schneidet.

48. Verfahren nach einem der Punkte 38–47, wobei zur Feinbestimmung der Pupillenmitte eine Scanbewegung im Muster einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder konzentrischer Kreise oder Ellipsen um grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte ausgeführt wird.

49. Verfahren nach Punkt 48, wobei zuvor gespeicherte Koordinaten der Pupillenmitte als grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte verwendet werden.

50. Verfahren nach Punkt 48, wobei grobbestimmte Momentankoordinaten der Pupillenmitte als grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte verwendet werden.

51. Verfahren nach einem der Punkte 48–50, wobei die grobbestimmenden Koordinaten der Pupillenmitte anhand des Informationsgehalts, vorzugsweise anhand der Grauwerte, des während der Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillenmitte erfaßten Lichtes re-kursiv verfeinert werden.

52. Verfahren nach einem der Punkte 48–51, wobei die Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillenmitte abgebrochen wird, wenn die Werte, insbesondere die Grauwerte, des bei einem zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt erfaßten Lichtes nicht außerhalb eines vorbestimmten Bereichs fallen.

53. Verfahren nach Punkt 47, wobei der Punkt, an dem der dritte Bewegungsabschnitt einen Iris/Pupillen-Übergang zum zweiten Mal überquert, als Startpunkt für eine Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillen- oder Makulamitte herangezogen wird.

54. Verfahren nach einem der Punkte 38–53, wobei zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur eine von den bei der Bestimmung der Pupillenmitte erhaltenen Koordinaten ausgehende, radial wachsende Scanbewegung im Muster einer Kreis- oder Ellipsen-

Spirale oder konzentrischer Kreisen oder Ellipsen so lange ausgeführt und/oder wiederholt wird, bis der Informationsgehalt, vorzugsweise die Grauwerte, des während der radial wachsenden Scanbewegung erfaßten Lichtes einen eindeutigen Hinweis auf den Durchmesser und/oder die Mitte der Makula liefert.

55. Verfahren nach Punkt 54, wobei die Scanbewegung zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur abgebrochen wird, wenn der Informationsgehalt, vorzugsweise die Grauwerte, des bei einem zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt erfaßten Lichtes mehrfach einen deutlichen Signalsprung von einem hellen Wert auf einen dunklen Wert und umgekehrt aufweist.

56. Verfahren nach einem der Punkte 38–55, wobei die Relativlage mindestens eines charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems ermittelt wird, und daß die Abweichungen ermittelter Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs von zuvor gespeicherten Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs zur Bestimmung der räumlichen Lage des Auges bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems herangezogen werden.

57. Verfahren nach einem der Punkte 38–56, wobei das Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung entsprechend den Abweichungen ermittelter Lagedaten mindestens eines charakteristischen Bereichs der Retina von zuvor gespeicherten Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs nachjustiert wird, um das Zentrum des Bewegungsmusters der Scan- und/oder Projektionsbewegung, das zuvor in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges lag, erneut in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges zu verlegen, und/oder um das Bewegungsmuster der zeitlichen Lagänderungen des optischen System des Auges nachzuführen.

58. Verfahren nach einem der Punkte 38–57, wobei eine Darstellung zumindest ausgewählter Bereiche der Retina erfaßt und in einem Zwischenspeicher abgelegt wird, und daß zur Bestimmung einer Veränderung der räumlichen Position des Auges ein Vergleich der abgelegten Darstellung mit Informationen vorgenommen wird, die aus von der Retina abgetastetem, während einer aktuellen Scanbewegung erfaßtem Licht gewonnen werden.

59. Verfahren nach einem der Punkte 56–58, wobei die Iris, die Lederhaut, die Hornhaut und/oder eine andere Struktur des Auges anstelle der Retina oder zusammen mit der Retina herangezogen wird.

60. Verfahren nach Punkte 56 oder 57, wobei als charakteristischer Bereich zumindest ein Abschnitt der Gefäßstruktur der Retina herangezogen wird.

61. Verfahren nach einem der Punkte 38–60, wobei Licht im sichtbaren und/oder im Infrarotbereich vom Scansystem erfaßt wird.

62. Vorrichtung zur Anpassung eines optischen Scan- und/oder Projektionssystems an die Ausrichtung eines Auges, mit

- einer Verlegeeinrichtung, die das Zentrum eines in vorbestimmten Zyklen ausgeführten Bewegungsmusters einer Scan- und/oder Projektionsbewegung, das ein Ausgangs- bzw. Endpunkt eines Strahlengangs des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes bzw. des vom Projektionssystem in das Auge projizierten Lichtes quasi zweidimensional im Auge beschreibt, wenn der Strahlengang gemäß der Scan-

- bzw. Projektionsbewegung zeitlich verändert wird, in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges nachführt; und
- einer Bestimmungseinrichtung, die das Bewegungsmuster der Scanbewegung in Abstimmung mit den vorbestimmten Zyklen heranzieht, um die Pupillenmitte bzw. Makulamitte zu bestimmen.
63. Vorrichtung nach Punkt 62, mit einer Nachführreinrichtung, die das Informationsgehalt des während der Scanbewegung erfaßten Lichtes dazu heranzieht, zeitliche Änderungen der Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges zu ermitteln, um das Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung auf der Basis der ermittelten Änderung der Relativlage der zeitlichen La- 10 geänderungen des optischen System des Auges nachzuführen.
64. Vorrichtung nach Punkt 62 oder 63, wobei das optische Scan- und/oder Projektionssystem ein System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation ist.
65. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–64, wobei die Bestimmungseinrichtung das Bewegungsmuster der Scanbewegung im Takt der vorbestimmten Zyklen und/oder in modifizierter Form zur Bestimmung der Pupillenmitte bzw. Makulamitte heranzieht.
66. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–65, mit einer Auswerteeinrichtung, mit der der Informationsgehalt, vorzugsweise als Grauwerte, des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes in 30 zwei Koordinaten auswertbar ist.
67. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–66, die das Bewegungsmuster der Scanbewegung zumindest abschnittsweise mehrfach, insbesondere so lange wiederholt durchfährt, bis eindeutige Werte für die Koordinaten der Pupillen- bzw. Makulamitte vorliegen.
68. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–67, die dem Bewegungsmuster der Scanbewegung zur Bestimmung der Pupillen- bzw. Makulamitte ein Startmuster vorschaltet, das durch Auswertung des Informationsgehalts, vorzugsweise der Grauwerte, des vom Scansystem erfaßten Lichtes in zwei Koordinaten zur Grobbestimmung der Koordinaten der Pupillenmitte herangezogen wird.
69. Vorrichtung nach Punkt 68, mit einem Bezugspunkt, von dem das Startmuster ausgeht.
70. Vorrichtung nach Punkt 68 oder 69, die die bei der Grobbestimmung der Pupillenmitte ermittelten Koordinaten bei der Festlegung des Bewegungsmusters einer anschließenden Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillen- oder Makulamitte verwendet.
71. Vorrichtung nach einem der Punkte 68–70, wobei das Startmuster zur Grobbestimmung der Pupillenmitte mindestens drei lineare Bewegungsabschnitte umfaßt, wobei sich an einen vorzugsweise vom Bezugspunkt ausgehenden ersten Bewegungsabschnitt, der einen Übergang zwischen Iris und Lederhaut des Auges zweimal schneidet, ein zweiter Bewegungsabschnitt anschließt, der entlang der Mittelsenkrechte einer ersten Sekante verläuft, welche dem ersten Bewegungsabschnitt zwischen den beiden Iris/Lederhaut-Über- 55 gängen entspricht, und wobei der dritte Bewegungsabschnitt seinerseits auf dem zweiten Bewegungsabschnitt senkrecht steht und entweder durch das Zentrum der während des zweiten Bewegungsabschnitts über den Informationsgehalt, vorzugsweise über die Grauwerte, des erfaßten Lichtes bestimmten Pupille verläuft oder eine vom zweiten Bewegungsabschnitt

- bezüglich zweier Iris/Lederhaut-Übergänge gebildete zweite Sekante mittig schneidet.
72. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–71, die zur Feinbestimmung der Pupillenmitte eine Scanbewegung im Muster einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder konzentrischer Kreise oder Ellipsen um grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte ausführt.
73. Vorrichtung nach Punkt 72, wobei zuvor gespeicherte Koordinaten der Pupillenmitte als grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte verwendet werden.
74. Vorrichtung nach Punkt 72, wobei grobbestimmte Momentankoordinaten der Pupillenmitte als grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte verwendet werden.
75. Vorrichtung nach einem der Punkte 72–74, die die grobbestimmenden Koordinaten der Pupillenmitte anhand des Informationsgehalts, vorzugsweise anhand der Grauwerte, des während der Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillenmitte erfaßten Lichtes rekursiv verfeinert.
76. Vorrichtung nach einem der Punkte 72–75, die die Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillenmitte abbricht, wenn die Werte, insbesondere die Grauwerte, des bei einem zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt erfaßten Lichtes nicht außerhalb eines vorbestimmten Bereichs fallen.
77. Vorrichtung nach Punkt 71, die den Punkt, an dem der dritte Bewegungsabschnitt einen Iris/Pupillen-Übergang zum zweiten Mal überquert, als Startpunkt für eine Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillen- oder Makulamitte heranzieht.
78. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–77, die zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur eine von den bei der Bestimmung der Pupillenmitte erhaltenen Koordinaten ausgehende, radial wachsende Scanbewegung im Muster einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder konzentrischer Kreisen oder Ellipsen so lange ausführt und/oder wiederholt, bis der Informationsgehalt, vorzugsweise die Grauwerte, des während der radial wachsenden Scanbewegung erfaßten Lichtes einen eindeutigen Hinweis auf den Durchmesser und/oder die Mitte der Makula liefert.
79. Vorrichtung nach Punkt 78, die die Scanbewegung zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur abbricht, wenn der Informationsgehalt, vorzugsweise die Grauwerte, des bei einem zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt erfaßten Lichtes mehrfach einen deutlichen Signalsprung von einem hellen Wert auf einen dunklen Wert und umgekehrt aufweist.
80. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–79, die die Relativlage mindestens eines charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems ermittelt, und daß die Abweichungen ermittelter Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs von zuvor gespeicherten Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs zur Bestimmung der räumlichen Lage des Auges bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems heranzieht.
81. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–80, die eine Darstellung zumindest ausgewählter Bereiche der Retina erfaßt und in einem Zwischenspeicher ablegt, und zur Bestimmung einer Veränderung der räumlichen Position des Auges einen Vergleich der abgelegten Darstellung mit Informationen vornimmt, die die Vorrichtung aus von der Retina abgetastetem, während

einer aktuellen Scanbewegung erfaßtem Licht gewonnen hat.

82. Vorrichtung nach einem der Punkte 79–81, die die Iris, die Lederhaut, die Hornhaut und/oder eine andere Struktur des Auges anstelle der Retina oder zusammen mit der Retina heranzieht 5

83. Vorrichtung nach Punkt 79 oder 80, die als charakteristischer Bereich zumindest ein Abschnitt der Gefäßstruktur der Retina heranzieht.

84. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–83, wobei 10 Licht im sichtbaren und/oder im Infrarotbereich vom Scansystem erfaßt wird.

85. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–84, mit einer Speichereinrichtung, in der die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte bezüglich eines Bezugs- 15 punkts am optischen Scan- und/oder Projektionssystem speicherbar sind.

86. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–85, mit einer Strahl-Leitanordnung, mit der der Strahlengang des vom Scansystem erfaßten und/oder des vom Projektionssystem projizierten Lichtes entsprechend dem Bewegungsmuster der Scan- bzw. Projektionsbewegung steuerbar ist, und einer Justiereinrichtung, mit der eine neutrale Mittelstellung der Strahl-Leitanordnung unter Heranziehung der Veränderung der Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte nachführbar ist. 20

87. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–86, mit einer Strahl-Leitanordnung, die den Strahlengang des vom Scansystem erfaßten Lichtes derart steuern kann, daß er eine Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder konzentrische Kreise oder Ellipsen im Auge beschreibt. 30

88. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–87, mit einer Speichereinrichtung, mit der die Grobkoordinaten der Pupillenmitte entsprechend einer Grobbestimmung ihrer Lage speicherbar sind.

89. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–88, mit 35  
– einer Einrichtung zur Bestimmung der Relativlage mindestens eines charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems,  
– einer Vergleichereinrichtung, mit der die Abweichungen ermittelter Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs von zuvor gespeicherten Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs zur Bestimmung der räumlichen Lage des Auges bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems herangezogen werden können. 40

90. Vorrichtung nach einem der Punkte 62–89, mit einer Nachjustiereinrichtung, mit der das Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung entsprechend den Abweichungen ermittelter Lagedaten mindestens eines charakteristischen Bereichs der Retina von zuvor gespeicherten Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs nachjustiert werden kann, um das Zentrum des Bewegungsmusters der Scan- und/oder Projektionsbewegung, das zuvor in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges lag, erneut in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges zu verlegen, und/oder um das Bewegungsmuster der zeitlichen Lageänderungen des optischen System des Auges nachzuführen. 50

91. Verfahren zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen einem optischen Scan- und/oder Projektionssystems und dem optischen System eines Auges, wobei 60

– ein Bewegungsmuster einer Scanbewegung, 65 das ein Ausgangspunkt eines Strahlengangs des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes quasi zweidimensional im Auge

beschreibt, wenn der Strahlengang gemäß der Scanbewegung zeitlich verändert wird, dazu herangezogen wird, die momentanen Koordinaten der Pupillen- und/oder Makulamitte des Auges zu bestimmen; und

– die Veränderung der Relativlage auf der Basis eines Vergleichs der momentanen Koordinaten der Pupillen- und/oder Makulamitte mit zuvor gespeicherten Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte bestimmt wird.

92. Verfahren nach Punkt 91, wobei das optische Scan- und/oder Projektionssystem ein System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation ist. 93. Verfahren nach Punkt 91 oder 92, wobei zur Bestimmung der Relativlage und/oder der Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen Scan- und/oder Projektionssystems und dem optischen System des Auges mindestens eines der Verfahrensschritte und/oder Verfahrensmerkmale der Punkte 41–61 herangezogen wird.

94. Verfahren nach Punkt einem der Punkte 91–93, wobei das Informationsgehalt des während der Scanbewegung erfaßten Lichtes dazu herangezogen wird, zeitliche Änderungen der Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges zu ermitteln, und das Bewegungsmuster der Scanbewegung und/oder einer Projektionsbewegung unter Heranziehung ermittelter Änderungen der Relativlage der zeitlichen Lageveränderungen des optischen System des Auges nachgeführt wird.

95. Verfahren nach einem der Punkte 91–94, wobei Kenntnisse über die Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges dazu herangezogen werden, das Bewegungsmuster der Scanbewegung und/oder einer Projektionsbewegung relativ zum optischen System des Auges zu positionieren.

96. Vorrichtung zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen einem optischen Scan- und/oder Projektionssystems und dem optischen System eines Auges, mit

– einer ersten Bestimmungseinrichtung, die ein Bewegungsmuster einer Scanbewegung, das ein Ausgangspunkt eines Strahlengangs des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes quasi zweidimensional im Auge beschreibt, wenn der Strahlengang gemäß der Scanbewegung zeitlich verändert wird, dazu heranzieht, die momentanen Koordinaten der Pupillen- und/oder Makulamitte des Auges zu bestimmen; und

– einer zweiten Bestimmungseinrichtung, die die Veränderung der Relativlage auf der Basis eines Vergleichs der momentanen Koordinaten der Pupillen- und/oder Makulamitte mit zuvor gespeicherten Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte bestimmt.

97. Vorrichtung nach Punkt 96, wobei das optische Scan- und/oder Projektionssystem ein System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation ist.

98. Vorrichtung nach Punkt 96 oder 97, die zur Bestimmung der Relativlage und/oder der Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen Scan- und/oder Projektionssystems und dem optischen System des Auges mindestens eines der Vorrichtungsmerkmale der Punkte 62–90 umfaßt.

99. Vorrichtung nach einem der Punkte 96–98, mit einer Nachführreinrichtung, die das Informationsgehalt des während der Scanbewegung erfassten Lichtes dazu heranzieht, zeitliche Änderungen der Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges zu ermitteln, um das Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung auf der Basis der ermittelten Änderung der Relativlage der zeitlichen Lageveränderungen des optischen Systems des Auges nachzuführen.

100. Vorrichtung nach einem der Punkte 96–99, mit einer Positioniereinrichtung, die Kenntnisse über die Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges dazu heranzieht, das Bewegungsmuster der Scanbewegung und/ oder einer Projektionsbewegung relativ zum optischen System des Auges zu positionieren.

101. Informations-Projektionssystem zur vorzugsweise kontinuierlichen lagegenauen Projektion von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina, mit einer Vorrichtung nach einem der Punkte 62–90 oder 96–100.

102. System zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallenden Bildes mit der momentanen Blickrichtung, mit einer Vorrichtung nach einem der Punkte 62–90 oder 96–100.

103. Verwendung einer Vorrichtung nach einem der Punkte 62–90 oder 96–100 in einem Informations-Projektionssystem zur vorzugsweise kontinuierlichen lagegenauen Projektion von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina.

104. Verwendung einer Vorrichtung nach einem der Punkte 62–90 oder 96–100 in einem System zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallenden Bildes mit der momentanen Blickrichtung.

10

20

7. Projektionssystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Projektionssystem Teil eines optischen Systems ist, das den Lichtstrahl dazu verwendet, die Position des Auges zu bestimmen.

8. Projektionssystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Projektionssystem Teil eines optischen Systems gemäß einer der o. g. Patentanmeldungen oder zusammenfassenden Punkte ist.

9. Projektionsverfahren zur Projektion eines Lichtstrahls in das optische System eines Auges, wobei der Lichtstrahl so mit geringer Divergenz, geringer Konvergenz oder koherent in das Auge projiziert wird, daß der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen im Vergleich zum Pupillendurchmesser unwesentlichen Durchmesser hat.

10. Projektionsverfahren nach Anspruch 9, wobei der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen Durchmesser von unter 100 µm hat.

11. Projektionsverfahren nach einem der Ansprüche 9–10, wobei der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen Durchmesser von unter 50 µm hat.

12. Projektionsverfahren nach einem der Ansprüche 9–11, wobei der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen Durchmesser von unter 10 µm hat.

13. Projektionsverfahren nach einem der Ansprüche 9–12, wobei der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen Durchmesser von unter 50 µm hat.

14. Projektionsverfahren nach einem der Ansprüche 9–13, wobei der Lichtstrahl dazu verwendet wird, Bildpunkte eines wahrnehmbaren Bildes auf die Retina zu projizieren.

15. Projektionsverfahren nach einem der Ansprüche 9–14, wobei der Lichtstrahl dazu verwendet wird, die Position des Auges zu bestimmen.

16. Projektionsverfahren nach einem der Ansprüche 9–15, wobei Projektionsverfahren bei einem Verfahren gemäß einer der o. g. Patentanmeldungen oder zusammenfassenden Punkte verwendet wird.

#### Patentansprüche

1. Ein Projektionssystem zur Verwendung mit dem optischen System eines Auges, wobei des Projektionssystem einen Lichtstrahl erzeugt, der so mit geringer Divergenz, geringer Konvergenz oder koherent in das Auge projizierbar ist, daß der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen im Vergleich zum Pupillendurchmesser unwesentlichen Durchmesser hat.

45

2. Projektionssystem nach Anspruch 1, wobei der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen Durchmesser von unter 100 µm hat.

50

3. Projektionssystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen Durchmesser von unter 50 µm hat.

55

4. Projektionssystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen Durchmesser von unter 10 µm hat.

60

5. Projektionssystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Lichtstrahl an dem Luft-Kornea-Übergang einen Durchmesser von unter 50 µm hat.

65

6. Projektionssystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Projektionssystem Teil eines optischen Systems ist, das den Lichtstrahl dazu verwendet, Bildpunkte eines wahrnehmbaren Bildes auf die Retina zu projizieren.

**- Leerseite -**